

**Vorschlag eines anthropomorphen Simulationsmodells
für Autoaufprallversuche
I. Simulation der Wirbelsäule**

Günter Feilhuber

1977

DISSERTATIONS— UND FOTODRUCK FRANK oHG
8 München 2, Gabelsbergerstraße 15, Tel. 2 8 0 9 0 9 0

Aus der Anatomischen Anstalt der Universität München

Vorstand: Prof. Dr. H. Frick

Vorschlag eines anthropomorphen Simulationsmodells

für Autoaufprallversuche

I. Simulation der Wirbelsäule

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde

an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

GÜNTER FEILHUBER

aus Sulzbach-Rosenberg

München 1977



Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin
der Universität München

Berichterstatter: Univ. Doz. Dr.G.P.Schmidt

Mitberichterstatter: Prof. Dr.H.Frick

Dekan: Prof. Dr.W.Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 22.12.1977

In Dankbarkeit

meiner lieben Mutter gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41555626_0080

Inhaltsverzeichnis

A. Einleitung und Problemstellung	1- 4
B. Beschreibung der bisher verwendeten Kleiderpuppe und Forderungen, die das vorgeschlagene Ersatzsystem erfüllen soll	4- 7
C. Bau der menschlichen Wirbelsäule und Simulationsvorschlag derselben für den Bau einer Kleiderpuppe	
1. Anatomischer Aufbau und Bewegungsphysiologie der für den Simulationsvorschlag relevanten Teilbereiche	
1.1. Knöcherner Aufbau	7-10
1.2. Bandsysteme	10-13
1.3. Muskelsysteme	13-15
2. Kinematische und kinetische Überlegungen im Hinblick auf die Simulation der Wirbelsäule bei der Kleiderpuppe	
2.1. Kinematische Beziehungen	15-20

2.2. Kinetische Reaktionen bei Bewegungen der Wirbelsäule und des Kopfes	
2.2.1. Elastische Eigenschaften des Band- apparates und der Disci interverte- brales	20-46
2.2.2. Dämpfungserscheinungen, verursacht durch innere Reibung des Sehnen- und Bandapparates sowie der Muskulatur	46-55
2.3. Mechanisches Ersatzsystem für die elastischen und dämpfenden Faktoren	56-57
3. Konstruktionsvorschlag für die Simulation	
3.1. Konstruktionsvorschlag für die simu- lierten Wirbel und Zwischenwirbel- scheiben	57-60
3.2. Konstruktionsvorschlag für den simu- lierten Band- und Muskelapparat	60-61
3.3. Zusammenbau	61-62
D. Zusammenfassung	62-63
E. Literaturverzeichnis	

A. Einleitung und Problemstellung

Ein nach wie vor großes Problem der Unfallforschung ist es, durch geeignete Maßnahmen und Einrichtungen der Automobilindustrie Verletzungen und Todesfälle bei Verkehrsunfällen zu vermindern. Der Mensch selbst ist dabei der größte Risikofaktor, da persönliche Einstellung und unterschiedliche Verfassung die Reaktionen des Fahrers beeinflussen. Auch bleibt die jetzt geltende Anschnallpflicht oft unbeachtet. Daher gehen die Bemühungen der Automobilhersteller immer weiter, ein Höchstmaß an passiver Sicherheit zu erreichen. Dieses Ziel ist teilweise geglückt. Die Fahrzeughersteller haben von der technischen Seite schon sehr viel geleistet. So sind absolut steife Fahrgastraumzellen geschaffen worden, die gleichermaßen gegen frontale wie seitliche Zusammenstöße schützen. Weiterhin baut man computerberechnete Knautschzonen, die einen Großteil der Aufprallenergie vernichten. Auch überstehen die bereits in mehreren Ländern geforderten Sicherheitsstoßstangen einen Aufprall bis 8 km/h schadlos. Für die Sicherheit des Fahrgastraumes (im Folgenden innere Sicherheit genannt), in dem der Fahrer sitzt,

wurde gleichfalls sehr viel getan. Konstruktionen von geteilten und abgewinkelten Lenksäulen sowie Lenkräder mit großer Aufprallfläche und Aufpralltöpfen, die eine Verformung und Auslenkung aus der Senkrechten zur Lenksäule zulassen, wurden geschaffen. Gepolsterte Armaturenbretter, anatomisch geformte Sitze mit integrierten Nackenstützen - beide individuell verstellbar - und die vielfach schon erfüllte Forderung nach dem Zweischeibensicherheitsglas haben viel dazu beigetragen, die Häufigkeit und das Ausmaß schwerer Verletzungen herabzusetzen.

Eine besondere Bedeutung und Beachtung im Themenkreis der inneren Sicherheit kommt zweifelsohne dem Sicherheitsgurt zu. Hier wurde jahrelange Entwicklungsarbeit geleistet. Am Anfang standen der Beckengurt und der Schultergurt, dann folgte der kombinierte Becken-Schultergurt und der Hosenträgergurt. Der Dreipunktautomatikgurt, die neueste Entwicklung, wird heute in fast jedes Fahrzeug serienmäßig eingebaut und stellt die derzeit modernste Rückhaltevorrichtung dar. Leider gibt es immer noch keine internationale Norm für die Festlegung der Befestigungspunkte von Gurten. Die teil-

weise im Ausland geltenden Vorschriften müssen von den deutschen Automobilherstellern nur bei Exportmodellen beachtet werden. Die Entwicklung geht jedoch weiter, so werden zum Beispiel Versuche mit sich bei einem Aufprall automatisch aufblasenden Luftsäcken, sogenannten "Airbags", durchgeführt. Doch heute ist man sich schon darüber einig, daß selbst die modernste Konstruktion noch nicht den optimal gewünschten Effekt erzielt.

Um Gurtsysteme auf ihre Wirksamkeit und Güte der Konstruktion zu testen, werden in den Entwicklungsabteilungen der Automobilhersteller sowohl mit Serienfahrzeugen als auch mit eigens konstruierten Autositzsystemen, die auf einer Gleisbahn gleiten und beschleunigt werden, Crashtests durchgeführt.

Man hat versucht, zu diesem Zweck geeignete Kleiderpuppen zu bauen. Es hat sich jedoch herausgestellt, daß gerade diese sogenannten Dummies⁴⁾ von ihrer Konstruktion her nicht geeignet sind, ein anthropomorphes Gegenstück zum lebenden Menschen darzustellen. Bei Teilbetrachtung der Extremitäten und deren Gelenke kann man sagen, daß das hier Gebaute einigermaßen befriedigt. Die eigentlichen Schwachpunkte des

4) dummy, engl.: Statist, Kleiderpuppe, Attrappe, Nachbildung

Dummy liegen vielmehr am Aufbau des Schädels, dessen Verbindung zur Wirbelsäule sowie bei der Wirbelsäule selbst, dem Thorax, der Verbindung Becken-Oberschenkelknochen und bei der Massenschwerpunktsverteilung.

B. Beschreibung der bisher verwendeten Kleiderpuppe und Forderungen, die das vorgeschlagene Ersatzsystem erfüllen soll.

Beim bisher verwendeten Dummy bestehen die Extremitäten aus Metallrohren mit hoher Festigkeit. Hände und Füße sind starke Konstruktionen, die über zwei Gelenke mit je einem Freiheitsgrad mit dem Unterarm beziehungsweise Unterschenkel verbunden sind. Die Knie- und Ellenbogengelenke werden jeweils durch ein Scharniergelenk dargestellt. Die Verbindung Femur-Pelvis ist als Kugelgelenk ausgeführt; das Schultergelenk ist ein Doppelgelenk, das Bewegungen in zwei Ebenen zuläßt. Der Schultergürtel selbst ist über einen Dämpfer mit dem Thorax verbunden. Der Schädel ist ein gegossener Aluminiumhohlkörper mit dem Gewicht von 4,3 kg.

Die Wirbelsäule besteht aus vier Abschnitten. Der erste Abschnitt, die Halswirbelsäule, besteht aus einem runden, 124 mm langen und 74 mm starken Gummikörper, der starr mit dem "Kranium" verbunden ist und in sämtliche Richtungen Bewegungen mit maximal gleich großen Ausschlägen durchführen kann. Der zweite Abschnitt, die Brustwirbelsäule, ist eine vollkommen steife Konstruktion mit ungelenkiger Verbindung zur Hals- und Lendenwirbelsäule. Die Lendenwirbelsäule, der dritte Abschnitt, besteht aus einem runden, 137 mm langen und 73 mm starken Gummikörper, der ebenfalls Bewegungen in sämtliche Richtungen mit maximal gleich großen Ausschlägen zuläßt. Diese werden jedoch durch ein im inneren des Gummis gelegenes Zugseil eingeschränkt. Es sei noch darauf hingewiesen, daß beide Gummikörper nahezu keine Möglichkeit der Torsion und der Längendehnung besitzen. Der vierte Abschnitt, die Sakralwirbelsäule, ist wie beim Lebenden starr und bei der vorliegenden Konstruktion in das Becken integriert. Die Verbindung Sakralwirbelsäule-Lendenwirbelsäule ist ungelenkig. Der Thorax besteht aus einzelnen Rippen aus starken, ovalen Stahlbändern, die fest mit der starren Brustwirbelsäule verschraubt sind. Das Brustbein wird durch eine

schmale Lederplatte dargestellt.

Auf Anregung der Bayerischen Motoren Werke AG München soll der Aufbau des Dummy in seinen Teilbereichen überarbeitet werden, da die bisher mit diesem Modell erreichten Testergebnisse nicht befriedigen. Als Teilgebiet soll in dieser Arbeit die Wirbelsäule herausgegriffen werden.

Um die Neukonstruktion möglichst anthropomorph zu gestalten genügt es nicht, ein vollkommenes Abbild der menschlichen Wirbelsäule mit ihren Bewegungsgrenzen wiederzugeben. Das Modell muß in der Gesamtheit höher als die menschliche Wirbelsäule belastbar sein. An ihm müssen sich entsprechende Meßvorrichtungen anbringen lassen, mit denen festzustellen ist, ob und wann die Grenzwerte der Belastung von biologischem Material überschritten werden. Bei anatomisch exakter Nachbildung der Wirbelsäule würde man sich der Möglichkeit berauben, genaue kinematische Zuordnung der Meßwerte durchführen zu können. Darüberhinaus dürfen bei der Konstruktion eines Dummy Werkstoffe keine Verwendung finden, die bezüglich ihrer Festigkeit den bio-

logischen Materialien entsprechen, da sonst die Kleiderpuppe nach jedem Testversuch unbrauchbar würde.

C. Bau der menschlichen Wirbelsäule und Simulationsvorschlag derselben für den Bau einer Kleiderpuppe.

1. Anatomischer Aufbau und Bewegungsphysiologie der für den Simulationsvorschlag relevanten Teilbereiche.

1.1. Knöcherner Aufbau.

Der knöcherne Teil der Wirbelsäule besteht aus den Wirbeln, die zum größten Teil zeitlebens getrennte Knochen, also freie Wirbel, bleiben. Nur die kaudalen Wirbel verschmelzen zu größeren, zusammenhängenden Knochen, dem Os sacrum und dem Os coccygis. Es werden folgende Wirbelgruppen herausgestellt (SOBOTTA-BECHER, 1972; STARCK-FRICK, 1972; WALDEYER, 1975)

7 vertebrae cervicales

12 vertebrae thoracicae

5 vertebrae lumbales

Die verschmolzenen fünf Wirbel des Os sacrum und die sich kaudal anschließenden vier bis fünf Vertebrae coccygeae

bleiben unberücksichtigt, da sie für die Gesamtbeweglichkeit der Wirbelsäule keine Bedeutung haben. Die einzelnen Wirbel bestehen im Wesentlichen aus dem Corpus vertebrae, dem Arcus vertebrae, den paarigen Processus transversi bzw. Processus costarii und dem Processus spinosus; Corpus vertebrae und Arcus vertebrae umfassen das Foramen vertebrale. In den Ansichten von kranial bzw. kaudal zeigen sich, jeweils den einzelnen Abschnitten entsprechend ausgebildete, Facies articulares zur Artikulation mit den nachfolgenden Wirbeln. Diejenigen Wirbel, die sich mit Rippen verbinden, lassen im dorsalen Bereich der Seitenfläche des Wirbelkörpers je eine kaudale und eine kraniale, leicht konkave Fovea costalis superior und inferior erkennen. In Größe und Form bestehen zwischen den einzelnen Wirbeln weiterhin Unterschiede, die jedoch bei der Erstellung des Modells unberücksichtigt bleiben können, da die sich daraus ergebenden verschiedenen Möglichkeiten der Bewegungen durch entsprechend elastische Federsysteme simuliert werden.

Eine Sonderstellung nehmen die beiden Halswirbel Atlas und Axis ein. Sie weichen in ihrer Gestalt weitgehend von den

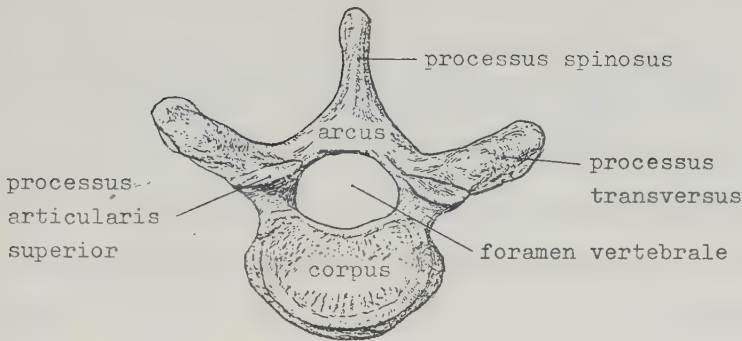


Abb. 1: Brustwirbel in Kranialansicht

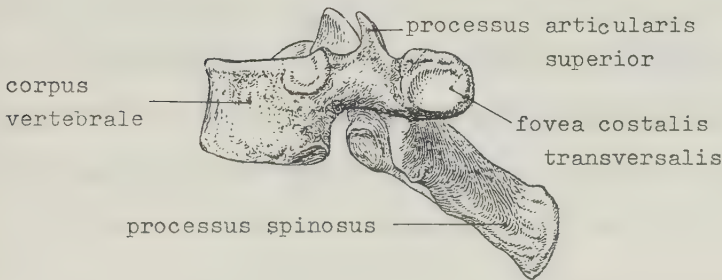


Abb. 2: Brustwirbel in Seitenansicht

anderen Wirbeln ab. Diese beiden Wirbel können von der Form her unbeachtet bleiben, da in diesem Bereich die Forderung zur Anbringung entsprechender Meßfühler auch von anders konstruierten Wirbeln erfüllt werden kann. Es kommt bei der Konstruktion eines Dummy nicht darauf an, Festigkeitseigenschaften von biologischem Material zu untersuchen (z.B. Abriß des Dens axis), sondern vielmehr durch Meßeinrichtungen

Aufschluß über die an den betreffenden Stellen wirkenden Beschleunigungen und Kräfte beim Crashtest zu erhalten. (Die Forderung nach "Unverletzlichkeit" eines Dummy bei einem Versuch muß wegen der Möglichkeit der Testwiederholung erfüllt bleiben).

1.2. Bandsysteme

Im beweglichen Teil der Wirbelsäule sind die einzelnen Wirbel durch freie Gelenke miteinander verbunden. Ferner wird die Verbindung noch durch zwischen den Wirbelbögen gelegene Bänder und durch Bandscheiben zwischen den Wirbelkörpern hergestellt. Diese insgesamt 23 Zwischenwirbelscheiben beanspruchen etwa ein Viertel der Gesamthöhe der Wirbelsäule. (STARCK-FRICK, 1972).

Die Disci intervertebrales sind faserknorpelige Scheiben, die sich, entsprechend der Form der Wirbelkörper, an deren Terminalflächen so anlegen, daß sie mit diesen Ebenen fest verbunden sind. Die Zwischenwirbelscheiben bestehen aus ringförmig angeordneten, straffen, nicht verquollenen Faser-

zügen mit eingestreuten Knorpelzellen. Innerhalb dieses Faserringes (anulus fibrosus) befindet sich ein Gallertkern (núcleus pulposus), der aufgequollen und erweicht ist und wie ein Wasserkissen wirkt. In kraniokaudaler Richtung nehmen die Disci intervertebrales wie die Wirbelkörper sowohl an Flächenausdehnung als auch an Dicke zu.

Zwischen den Wirbelbögen spannen sich die Ligamenta flava aus, die aus elastischem Gewebe bestehen. Sie vermögen durch ihre Elastizität eine aus ihrer Ruhelage gebrachte Wirbelsäule ohne Muskelkraft wieder aufzurichten (SOBOTTA-BECHER, 1972). Zwischen den jeweiligen Dornfortsätzen finden sich die Ligamenta interspinalia, die nach kaudal immer stärker werden. Die Ligamenta intertransversaria können für die Simulation vernachlässigt werden, da sie sehr schwach und meist nur zwischen den Brustwirbeln nachweisbar sind. An den Ventralflächen der Wirbelkörper und der Disci intervertebrales verläuft das Ligamentum longitudinale anterius, das als breiter, flacher Faserstreifen vom Atlas bis zum Becken zieht und im mittleren Bereich etwas verbreitert ist. Oberflächlich besteht es aus langen, in

der Tiefe aus kurzen, von Wirbel zu Wirbel ziehenden, mit den Zwischenwirbelscheiben innig verbundenen Fasern. Das ligamentum longitudinale posterius beginnt am zweiten Halswirbel und zieht bis in den Canalis sacralis. Es verschmälert sich in kraniokaudaler Richtung. Es ist in Höhe der Disci intervertebrales jeweils stark verbreitert und fest mit diesen verwachsen. Über die Spitzen der Dornfortsätze zieht das Ligamentum supraspinale, das im Bereich der Halswirbelsäule stark an Höhe zunimmt und zum sogenannten Ligamentum nuchae wird.

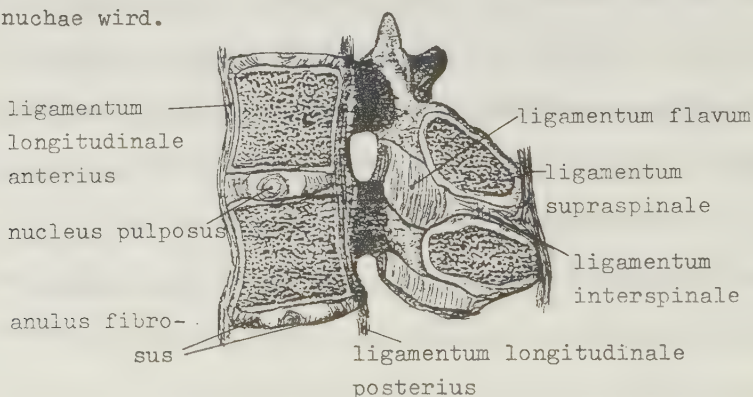


Abb. 3: Bänder der Wirbelsäule

Durch den gesamten Bandapparat werden die Grenzen der Beweglichkeit der Wirbelsäule bestimmt. Unter diesen Bändern sind nur die Ligamenta flava elastisch⁺). Sie verlaufen, wie

⁺) elastisch = reversibel verformbar

bereits erwähnt, von einem Dornfortsatz zum nächsten und besitzen die Eigenschaft, bezogen auf ihre Länge bei vollkommener Entlastung, auf ihr doppeltes Maß ausgedehnt werden zu können, ohne daß dabei eine irreversible Dehnung auftritt. Im Hinblick auf die physiologische Bewegung der Wirbelsäule bedeutet das, daß die Ligamenta flava im Sinne von in Serie geschalteten Federn in die Kinetik eingreifen. In aufrechter Haltung des Menschen sind sie jedoch nicht vollständig entlastet, sondern sie besitzen eine Vordehnung. Bei Bewegungen der Wirbelsäule erfährt jeder Punkt der Vordehnungsruhelage eine Auslenkung. Der Bewegungsablauf ist durch Reibungsverluste so stark gedämpft, daß keine schwingenden Bewegungen der Wirbelsäule auftreten können. Die anderen Bänder der Wirbelsäule bestehen aus kollagenen Fasern, die eine große Festigkeit besitzen. Sie dehnen sich nur bis max. 5% und reißen erst bei einer Belastung von ca. 500 kg/cm² (BRAUS-ELZE, 1954). Diese Bänder dienen als Hemmbänder.

1.3. Muskelsysteme.

Die Muskulatur wird nach ihrer Funktion und Wirkungsweise

auf die Wirbelsäule in drei verschiedene Muskelgruppen gegliedert. Die erste Gruppe umfaßt jene Muskeln, die zwar ihren Ursprung bzw. Ansatz an den Wirbeln haben, jedoch schräg verlaufen und zu Clavicula, Scapula, Humerus und teilweise zu den Rippen ziehen. Da die Kontraktion eines Muskels generell nur parallel zu dessen Fasern möglich ist, ergibt sich durch die Verlaufsrichtungen dieser Muskeln eine resultierende Kraft, die orthogonal zur Beschleunigung eines Aufpralls steht und damit keine Bedeutung für die Dämpfung hat. Zu dieser Gruppe gehören: *M. trapezius*, *M. latissimus dorsi*, *Mm. rhomboideus major et minor*, *M. levator scapulae* und die *Mm. serratus posterior superior et inferior*. Von der Wirkungsweise her gehören zu dieser Gruppe noch folgende Muskeln: *Mm. pectoralis major et minor*, *M. subclavius* und *M. serratus anterior*. Die zweite Gruppe umfaßt die Muskeln, die einen nahezu parallelen Verlauf zur Vertikalachse der Wirbelsäule aufweisen, keinen Einfluß auf die Wirbelsäulenbewegungen haben, jedoch bei Torsion, Ventralflexion, Dorsalflexion und Seitbeugung dämpfend wirken. Es sind dies: *M. splenius capitis*, *Mm. rectus capitis posterior major et minor*, *M. rectus capitis lateralis*, *Mm. obli-*

quus capitis superior et inferior und M. sternocleidomastoideus. Die dritte Gruppe sind jene Muskeln, die Bewegungen der Wirbelsäule bedingen: Mm. iliocostalis (lumborum, thoracis, cervicis), Mm. spinalis (thoracis, cervicis, capitis), Mm. semispinalis (thoracis, cervicis, capitis), M. multifidus, Mm. rotatores (cervicis, thoracis, lumborum), Mm. obliquus externus abdominis et internus abdominis, M. rectus abdominis, Mm. iliopsoas, M. quadratus lumborum, Mm. scaleni (anterior, medius, posterior), M. longus colli, M. longus capitis und M. rectus capitis anterior. Die vorstehend genannten Muskelgruppen bewirken Torsion, Dorsalflexion, Ventralexion, Seitbeugung und Streckung der Wirbelsäule sowohl in ihrer Gesamtheit, wie auch, je nach Ansatz und Ursprung, in ihren Teilbereichen.

2. Kinematische und kinetische Überlegungen im Hinblick auf die Simulation der Wirbelsäule bei der Kleiderpuppe.

2.1. Kinematische Beziehungen.

Da die Gewebe von Leichen nicht mehr ihre ursprünglichen biologischen Eigenschaften aufweisen, erhält man bei kine-

matischen Messungen an diesen keine befriedigenden Ergebnisse. Deshalb wurden die Größenbestimmungen an lebenden Probanden durchgeführt. HACKETHAL (1961) hat hierzu die sogenannte Elkameter (Lot-Kompaß-Arthrometer) - Methode beschrieben, mit der es möglich ist, Haltung und Beweglichkeit der Wirbelsäule am Lebenden in Winkelgraden zu messen; ein ebenbürtiges Verfahren stellt auch die Meßmethode mit dem Hydrogoniometer nach RIPPSTEIN (1963) dar.

Das Elkameter ist ein Meßgerät, das am Körper mittels Klebeband befestigt werden kann und Stellungsänderungen des Befestigungsortes gegen die Vertikale mit Hilfe eines Lotes und gegen die Magnetpollinie mit der Magnetnadel ablesen läßt. Das aus zwei Halbkreisen bestehende Zifferblatt hat jeweils eine Gradeinteilung von 0 - 180.

Es wird hier zum besseren Verständnis, stellvertretend für sämtliche Messungen, die Bestimmung der summarischen Sagittalebeweglichkeit der Rumpfwirbelsäule beschrieben. Man befestigt ein Elkameter über dem Processus spinosus des ersten Brustwirbels und eines über dem Os sacrum. Beide werden in

die Sagittalebene gedreht und in maximaler Beugehaltung auf 0 Grad eingestellt. Bei maximaler Streckung läßt sich nun auf dem oberen Elkameter die Gesamtbeweglichkeit ablesen. Der Ausschlag des unteren Elkameter gibt die Beckenmitbewegung an. Nach Bildung der Differenz ergibt sich die summarische Sagittalbeweglichkeit der Rumpfwirbelsäule.

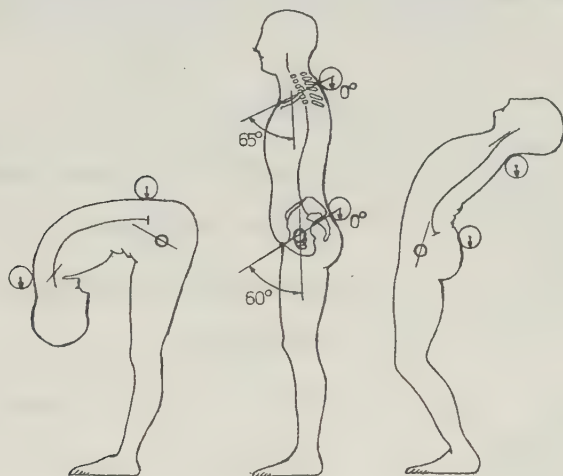


Abb. 4: Maximale Beugung und Streckung der Rumpfwirbelsäule mit Beckenmitbewegung

Für differenzierte Beweglichkeitsmessungen benötigt man ein Zirkel-Elkameter. Damit wird die Vertikalabweichung der Beckeneingangsebene zur Bestimmung der Nullhaltung festgestellt.

Die Verbindungslinie vom oberen Symphysenrand zur Verbindungslinie der beiden hinteren oberen Darmbeinstachel bildet mit der Vertikalen einen Winkel von normalerweise 60 Grad. Die Vertikalabweichung der Brustkorbeingangsebene ergibt sich durch Anlegen des Zirkel-Elkameters am oberen Jugulumrand und am Processus spinosus des ersten Brustwirbels. Bei mittlerer Atemlage beträgt der Winkel normalerweise 65 Grad.

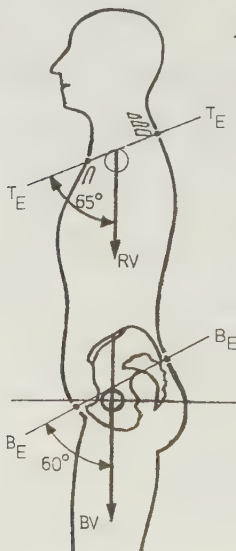


Abb. 5: Bestimmung der Vertikal-
abweichung von Brustkorb-
und Beckeneingangsebene.
TE - TE = Brustkorbein-
gangsebene
BE - BE = Beckeneingangs-
ebene
BV = Beckenvertikale
RV = Rumpfvertikale

Die Lateralbeweglichkeit kann mit dem Lot, die Drehbeweglich-

keit mit Hilfe der Magnetnadel bestimmt werden.



Abb. 6: Max. Seitbeugung
der Rumpfwirbelsäule



Abb. 7: Max. Torsion
der Rumpfwirbelsäule

Die Bewegungsmöglichkeiten der Wirbelsäule in ihrer Gesamtheit und in ihren einzelnen Abschnitten wurden durch zahlreiche Untersuchungen geklärt (BAKKE, 1931; CHAPCHAL, 1958; GÜNTZ, 1958; JUNGHANNS, 1956). Die hier angeführten Werte sind als Durchschnittswerte zu betrachten, da es große individuelle Schwankungen geben kann. Auch nimmt die Beweglichkeit mit zunehmendem Alter regelmäßig ab. Die Gesamtbeweglichkeit der Wirbelsäule ergibt sich zu 215° in der Sagittalebene und zu 210° in der Frontalebene, die Torsion beträgt 220° . Die gute Beweglichkeit der Lumbalwirbelsäule läßt eine

Dorsalflexion von 40° und eine Ventralflexion von 30° zu. Ihre Neigung beträgt 30° nach jeder Seite. Die Torsion ist gering und beläuft sich auf insgesamt 30° . Die dorsale Flexionsmöglichkeit der Thorakalwirbelsäule beträgt 20° , die ventrale 45° . Sie zeigt eine Seitenneigung von beidseitig jeweils 30° und eine Drehung von insgesamt 80° . Die Dorsalflexion der Halswirbelsäule wurde auf 70° , ihre Ventralbewegung auf 30° berechnet. Dabei entfallen 10° auf die Vorbeugung und 20° auf die Rückbeugung des Kopfes. Die einseitige zervikale Drehung beläuft sich auf 80° einschließlich 25° Kopfdrehung. Die Lateralneigung beträgt insgesamt 90° , wobei im Kopfgelenk eine Neigung von jeweils 15° möglich ist.

2.2. Kinetische Reaktionen bei Bewegungen der Wirbelsäule und des Kopfes.

2.2.1. Elastische Eigenschaften des Bandapparates und der Disci intervertebrales.

Zur Bestimmung der elastischen Eigenschaften des Bandapparates und der Disci intervertebrales werden folgende Versu-

che herangezogen:

Auf einer horizontalen Tischplatte liegt eine Versuchsperson ausgestreckt auf dem Rücken, die Hände sind auf dem Bauch verschränkt. Die Person soll vom Gewicht und der Körpergröße her repräsentative Durchschnittswerte haben (Körpergröße 1,70 m; Gewicht 68 kg; MARTIN-SALLER, 1959). Bei Reihenmessungen neueren Datums wurden etwas höhere Werte gefunden. Die niedrigeren Werte sind jedoch insofern ge-

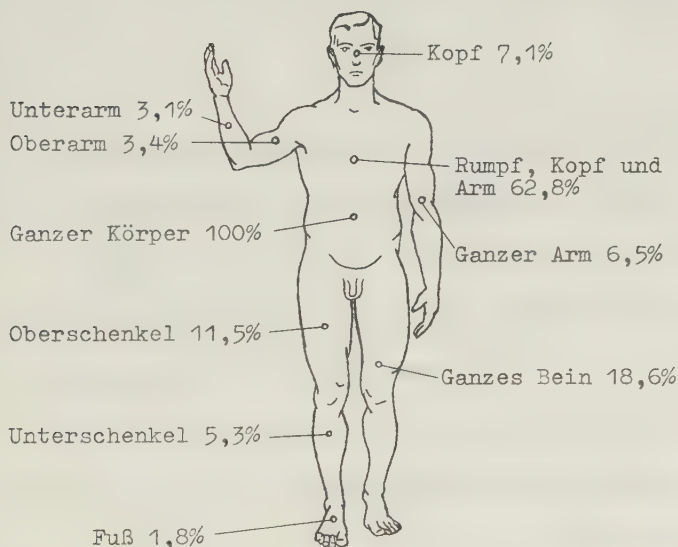


Abb. 8: Massenanteile und Schwerpunktlage der einzelnen Körperabschnitte

rechtfertigt, da sie ein Mittel der Durchschnittswerte von Mann und Frau darstellen.

Um bei der Messung brauchbare Ergebnisse zu erhalten, ist es erforderlich, Eigenreflexe des Probanden weitgehendst auszuschalten, d.h. ihn zu narkotisieren. Für die Festlegung der Massenschwerpunkte und die prozentuale Gewichtsverteilung wird das Schema nach LANZ-WACHSMUTH (1972) herangezogen (siehe Abb. 8).

1. Versuch:

In diesem Versuch erfolgen nur die Messungen für die Halswirbelsäule. Bei der Versuchsperson wird in Höhe der Schädelbasis, die sich im Durchschnitt 2 cm kaudal des Forus acusticus externus befindet, ein den Kopf umfassendes Band angebracht. An diesem läßt sich ein Zugseil befestigen, das zu einer Federwaage führt.

Die in Abb. 9 aufgeführten Zeichen bedeuten:

$\vec{g}$: Erdbeschleunigung

m_1 : resultierende Masse von Kopf und Hals

$\vec{a}_1$: Abstand der Schädelbasis von der kranialen Kante des

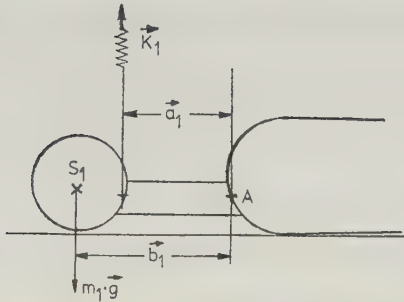


Abb. 9: Versuchsanordnung zur Bestimmung der Kraft $\vec{K}_1$ im 1. Versuch

ersten Brustwirbels

$\vec{b}_1$: Abstand der kranialen Kante des ersten Brustwirbels vom Massenschwerpunkt

$\vec{K}_1$: Mit der Federwaage zu messende Kraft

A : Drehpunkt

S_1 : Lage des Schwerpunktes von Kopf und Hals

Anmerkung: Zur genauen Bestimmung der Länge der Halswirbelsäule sowie der Dicke der Disci intervertebrales und der Wirbel empfiehlt sich die Anfertigung einer Fernröntgenaufnahme.

Nun werden bei der Versuchsperson, wie in Abb. 9 skizziert, der Kopf mit dem Hals mittels der Federwaage senkrecht nach oben gezogen und zwar so weit, bis der Dornfortsatz des ersten Brustwirbels gerade noch nicht von der Unterlage abhebt.

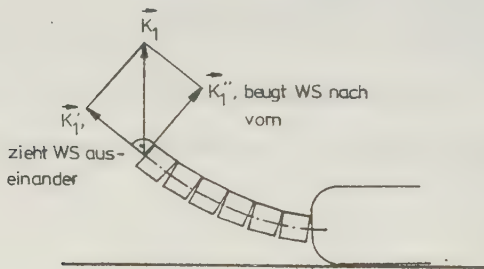


Abb. 10: Auftretende Kraftkomponenten beim 1. Versuch

Die gemessene Kraft $\vec{K}_1$ ist die resultierende Kraft aus dem in Abb. 10 skizzierten Kräfteparallelogramm. $\vec{K}_1'$ ist die Komponente, die eine Streckung der HWS⁴⁾ bedingt, die Kraft $\vec{K}_1''$ bedingt eine Vorbeugung. Beide Teilkräfte bewirken eine Dehnung des Bandapparates. Demnach ist es sinnvoll, die resultierende Kraft $\vec{K}_1$ zur Bestimmung der elastischen Eigenschaften der dorsalen Bänder heranzuziehen.

4) HWS: Halswirbelsäule

Eine Beschreibung dieses Zustandes erhält man, wenn man als Gleichgewichtsbedingung die Summe der Drehmomente um A gleich Null setzt. Die dabei auftretenden Drehmomente rühren jedoch nicht nur von der resultierenden Masse m_1 her, sondern auch von den federnden Eigenschaften des Bandapparates und der Disci intervertebrales, die es hier zu bestimmen gilt. Die dem Drehmoment, das durch die federnden Eigenschaften bedingt ist, analoge Kraft im Abstand $\vec{a}_1$ von A wird in der nachfolgenden Gleichung mit $\vec{x}_1$ bezeichnet.

Für Versuch 1 ergibt sich der Ansatz

$$\vec{x}_1 \times \vec{a}_1 + m_1 \cdot \vec{g} \times \vec{b}_1 - \vec{K}_1 \times \vec{a}_1 = 0 \quad (1)$$

$\vec{x}_1$ ist diejenige Kraft, die zur Kompensation der Rückstellkraft, bedingt durch die federnden Eigenschaften des Bandapparates und der Disci intervertebrales, von der Federwaage mit aufgebracht werden muß.

Bei allen in der Gleichung (1) vorkommenden Größen handelt es sich, mit Ausnahme von m_1 , um linienflüchtige Vektoren. Bei Betrachtung der einzelnen Produkte in dieser Gleichung erkennt man, daß alle Vektorprodukte in der skalaren Schreibweise statthaft sind, da die dazugehörenden einzelnen Vekto-

ren senkrecht aufeinander stehen (z.B. $\vec{x}_1 \times \vec{a}_1 = x_1 \cdot a_1 \cdot \sin \angle(x_1, a_1)$; der Winkel zwischen x_1 und a_1 beträgt 90° und damit ist der $\sin \angle(x_1, a_1) = 1!$).

Die Gleichung lautet dann

$$x_1 \cdot a_1 + m_1 \cdot b_1 \cdot g - a_1 \cdot K_1 = 0 \quad (2)$$

Der Wert für K_1 ergibt sich aus der Messung bei der Versuchsdurchführung. Die Größen a_1 , m_1 , b_1 und g sind bekannt. Damit läßt sich x_1 berechnen.

Um die elastischen Eigenschaften der Halswirbelsäule quantitativ und lokal zugeordnet für das zu konzipierende Ersatzmodell beschreiben zu können, werden ihre Bänder vereinfachend als einzelne Federn dargestellt, deren Federkonstante es nun zu bestimmen gilt.

Die menschliche Halswirbelsäule besteht aus sieben Halswirbeln, die alle über Bänder miteinander verbunden sind. Anstelle dieser Bänder werden im Simulationsmodell Federn eingesetzt. Da bei den Crashtests Frontalunfälle simuliert werden, genügt es, sowohl ventral als auch dorsal je eine Feder

zwischen zwei aufeinanderfolgenden Wirbeln einzusetzen. Bei der Ventralflexion der Halswirbelsäule (wie in Versuch 1) werden die ventralen Federn idealisiert als vollständig entlastet angenommen. Dies ist wegen der geringen Dehnbarkeit der kollagenen Bänder vertretbar. Die federnde Wirkung des Bandapparates rührt somit nur von den dorsal der Halswirbelsäule gelegenen Bändern und im Modell von den dorsalen Federn her.

Die Auslenkung der Halswirbelsäule nach ventral beträgt maximal 30° (siehe Seite 20). Es wird angenommen, daß sich die Ventralflexion gleichmäßig über die einzelnen Wirbelgelenke verteilt. Im Simulationsmodell und in der Berechnung werden jedoch Atlas und Axis als ein Wirbel dargestellt, da man davon ausgehen kann, daß die Verbindung dieser beiden im Wesentlichen als Drehgelenk funktioniert.

Bei einer maximalen Ventralflexion von 30° zeigt sich nun zwischen den einzelnen Wirbeln und zwischen dem ersten Halswirbel und dem Kopf je eine Auslenkung von $30^{\circ}:7=4,3^{\circ}$.

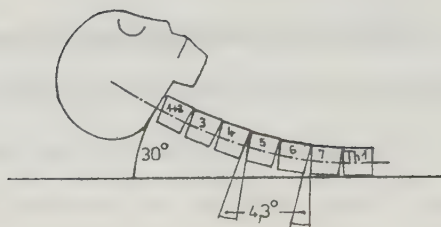


Abb. 11: Ventralflexion der Halswirbelsäule

Um die federnde Wirkung im Bereich der Halswirbelsäule darzustellen, werden sieben Federn in Serie geschaltet. Bei der angenommenen gleichmäßigen Verteilung der Vorbeugung auf die Gelenke ergibt sich für jede einzelne Feder eine gleich große Dehnung, wenn alle Federn dieselbe Federkonstante besitzen. Daher genügt es, zur Berechnung der Federkonstanten, repräsentativ für die gesamte Ventralflexion der Halswirbelsäule, ein einziges Gelenk herauszugreifen, da die Summe der Einzeldehnungen die Gesamtdehnung ergibt.

Zur weiteren Verdeutlichung sowie zum Bilden der Rechnungsansätze dient das Schema der Abb. 12.

Vereinfachend wird angenommen, daß die Drehpunkte der Hals-

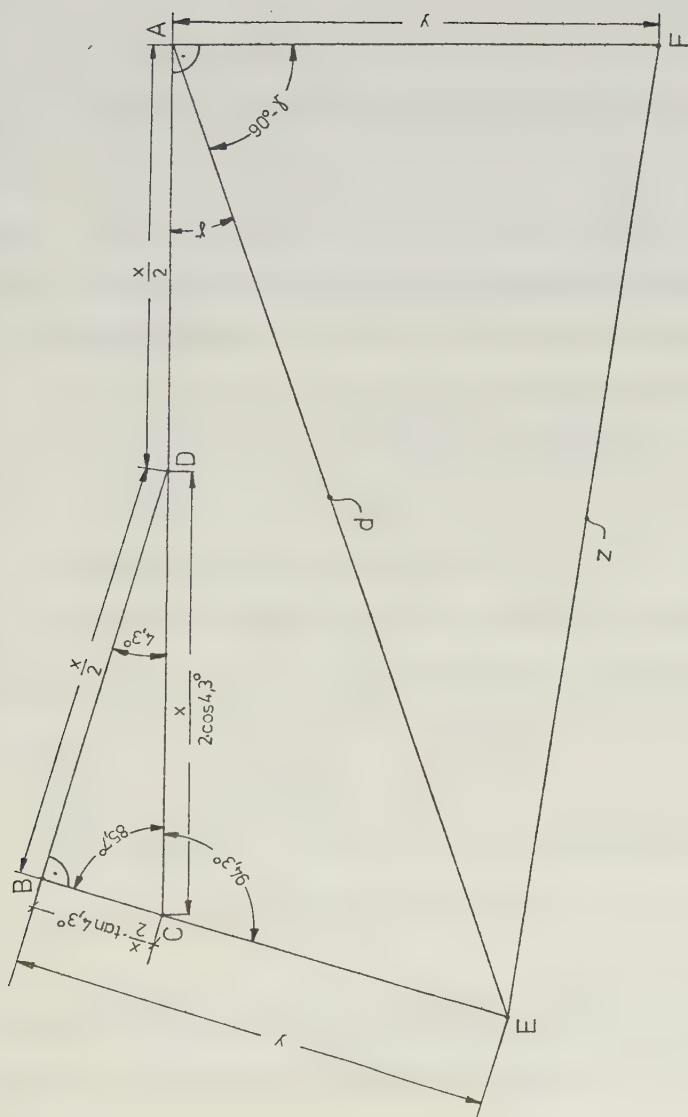


Abb. 12: Geometrische Überlegungen zur Bestimmung der Federelongation x bei Ventralflexion der Halswirbelsäule

wirbelsäulensegmente bei der Ventralflexion auf der Mittelachse der Halswirbelsäule liegen.

Man summiert zunächst die Sagittaldurchmesser sämtlicher Halswirbel und bildet das arithmetische Mittel. Dieses liegt bei der Halswirbelsäule im Durchschnitt bei 48 mm (MARTIN-SALLER, 1959). Da bei der Berechnung und auch bei der Konstruktion des Ersatzmodells eine einheitliche Größe der Wirbel zugrunde gelegt wird, ergibt sich die Lage der Mittelachse zu der Hälfte des mittleren Halswirbeldurchmessers, also zu 24 mm. Dieser Wert stellt die Strecke y in der Abb. 1 dar. Zur Bestimmung der Größe von $\frac{x}{2}$ wird die durchschnittliche Länge einer Halswirbelsäule herangezogen. Sie beträgt nach MARTIN-SALLER 125 mm einschließlich der Disci intervertebrales. Durch die Annahme von sechs Halswirbeln ergibt sich für die einzelnen, von Drehpunkt zu Drehpunkt reichenden Abschnitte x eine Länge von $125 \text{ mm} : 6 = 21 \text{ mm}$. $\frac{x}{2}$ hat somit einen Wert von 10,5 mm.

Mit den beiden Längen y und $\frac{x}{2}$ läßt sich nun die Strecke $z-x$, die die dorsale Dehnung zwischen zwei aufeinanderfolgenden

Wirbeln darstellt, berechnen.

Bei der Ventralflexion schneidet die Strecke $\overline{BD}$ die Strecke $\overline{AC}$ unter einem Winkel von $4,3^\circ$. Die Strecken $\overline{AF}$ und $\overline{BE}$ stehen jeweils senkrecht auf der Mittelachse der Halswirbelsäule. Damit ergibt sich das rechtwinklige Dreieck BCD , auf das die trigonometrischen Funktionen angewandt werden können. Daraus folgt

$$\frac{\overline{BC}}{\overline{BD}} = \tan 4,3^\circ \quad \text{und damit}$$

$$\overline{BC} = \frac{x}{2} \cdot \tan 4,3^\circ \quad (3)$$

Die Strecke $\overline{EC}$ ergibt sich somit zu

$$\overline{EC} = y - \frac{x}{2} \cdot \tan 4,3^\circ \quad (4)$$

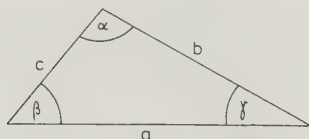
Um $\overline{AC}$ zu erhalten, wird aus dem Dreieck BCD die Strecke $\overline{CD}$ berechnet:

$$\frac{\overline{BD}}{\overline{CD}} = \cos 4,3^\circ \quad \text{daraus folgt } \overline{CD} = \frac{x}{2 \cdot \cos 4,3^\circ} \quad \text{und}$$

$$\overline{AC} = \frac{x}{2} + \frac{x}{2 \cdot \cos 4,3^\circ} \quad (5)$$

Da sich $\overline{AC}$ und $\overline{BC}$ unter einem Winkel von $85,7^\circ$ schneiden, ergibt sich der Winkel zwischen $\overline{AC}$ und $\overline{EC}$ zu $94,3^\circ$. Somit

läßt sich d nach dem Kosinussatz für schiefwinklige Dreiecke berechnen. Er lautet:



$$a^2 = b^2 + c^2 - 2bc \cdot \cos \alpha$$

Auf das Dreieck ACE angewandt ergibt sich

$$(\overline{EA})^2 = (\overline{AC})^2 + (\overline{EC})^2 - 2 \cdot (\overline{AC}) \cdot (\overline{EC}) \cdot \cos \alpha$$

Da $\alpha = 94,3^\circ$ ist, ist der $\cos 94,3^\circ$ nach den trigonometrischen Funktionen im Einheitskreis gleich $-\cos 85,7^\circ$.

Daraus folgt nach Gleichung (4) und (5)

$$d = \sqrt{\frac{x^2}{4} \cdot \left(1 + \frac{1}{\cos 4,3^\circ}\right) + \left(y - \frac{x}{2} \cdot \tan 4,3^\circ\right) + x \cdot \left(1 + \frac{1}{\cos 4,3^\circ}\right) \cdot \left(y - \frac{x}{2} \cdot \tan 4,3^\circ\right) \cdot \cos 85,7^\circ} \quad (6)$$

Für d gilt nur die positive Wurzel, da es sich hier um den Betrag einer Strecke handelt.

Da nun d bekannt ist, läßt sich der Winkel γ nach dem Sinussatz für schiefwinklige Dreiecke berechnen. Er lautet:

$$a : b : c = \sin \alpha : \sin \beta : \sin \gamma$$

Auf das Dreieck ACE angewandt bedeutet dies

$$\frac{a}{\sin \alpha} = \frac{c}{\sin \gamma} \hat{=} \frac{\overline{EA}}{\sin 94,3^\circ} = \frac{\overline{CE}}{\sin \gamma}$$

$$\sin \gamma = \frac{\overline{CE} \cdot \sin 94,3^\circ}{\overline{EA}}$$

Da $\alpha = 94,3^\circ$ ist, ist der $\sin 94,3^\circ$ nach den trigonometrischen Funktionen im Einheitskreis gleich dem $\sin 85,7^\circ$.

Daraus folgt nach Gleichung (4) und (6)

$$\sin \gamma = \frac{\left(y - \frac{x}{2} \cdot \tan 4,3^\circ\right) \cdot \sin 85,7^\circ}{\sqrt{\frac{x^2}{4} \cdot \left(1 + \frac{1}{\cos 4,3^\circ}\right) + \left(y - \frac{x}{2} \cdot \tan 4,3^\circ\right)^2 + x \cdot \left(1 + \frac{1}{\cos 4,3^\circ}\right) \cdot \left(y - \frac{x}{2} \cdot \tan 4,3^\circ\right) \cdot \cos 85,7^\circ}} \quad (7)$$

Da $\overline{FA}$ auf $\overline{CA}$ senkrecht steht, ergibt sich nach der Berechnung des Winkels γ der Winkel zwischen $\overline{EA}$ und $\overline{FA}$ zu $90^\circ - \gamma$.

In dem Dreieck AFE läßt sich nun der Betrag der Strecke z mit Hilfe der gegebenen bzw. errechneten Größen bestimmen.

Es findet wieder der Kosinussatz für schiefwinklige Dreiecke Anwendung. Daraus folgt

$$(\overline{EF})^2 = (\overline{AF})^2 + (\overline{AE})^2 - 2 \cdot (\overline{AF}) \cdot (\overline{AE}) \cdot \cos (90^\circ - \gamma)$$

Mit der Gleichung (6) ergibt sich z zu

$$z = \sqrt{y^2 + d^2 - 2 \cdot y \cdot d \cdot \cos (90^\circ - \gamma)}$$

Damit ist die ventrale Auslenkung z-x zwischen zwei Wirbeln der Halswirbelsäule bestimmbar. Diese Dehnungslänge ist gleichermaßen zwischen allen Halswirbeln und auch zwischen dem

kranialsten Wirbel und dem Kopf zu verzeichnen. Die gesamte ventrale Dehnung beträgt $7 \cdot (z-x)$.

Zur Bestimmung der Federkonstante c_H , die für den Einbau entsprechender Federn maßgeblich ist, findet das HOOKE'sche Gesetz Anwendung:

$$K = c_H \cdot \Delta l$$

K ist die Kraft, die aufgewendet werden muß, um eine Feder mit der Federkonstante c_H um die Strecke Δl zu dehnen. Dabei darf die Dehnung nur elastischer und nicht plastischer Natur sein. Das bedeutet, daß die gedehnten Federn einen rein potentiellen Energiespeicher darstellen (die innere Reibung ist dabei vernachlässigt).

Die Federkonstante c_H berechnet sich aus

$K = c_H \cdot \Delta l$ zu $c_H = \frac{K}{\Delta l}$, wobei K die Kraft x_1 aus Versuch 1 ist und Δl die berechnete Längendehnung $(z-x)$.

Daraus folgt $c_H = \frac{x_1}{(z-x)} \quad \left[\frac{\text{kp}}{\text{mm}} \right]$.

Wenn man beim Übergang von der Gesamtfeder zu der Einzelfeder das in der Mechanik übliche Schnittprinzip anwendet, so

stellt man fest, daß sich die Zugkraft in der Gesamtfeder in den Einzelfedern gleich groß fortsetzen muß. (Siehe Abb. 13).

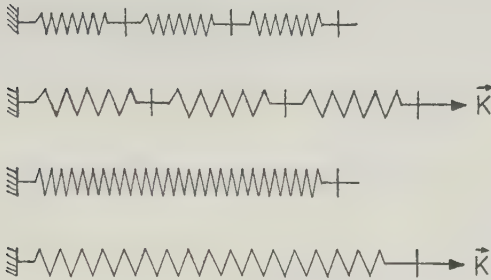


Abb. 13: Längendehnung von Einzelfedern und einer Gesamtfeder bei gleicher Kraft $\vec{K}$

Daraus ergibt sich, daß zwischen allen Segmenten der Halswirbelsäule Federn mit der gleichen Federkonstante c_H eingebaut werden können.

2. Versuch:

In diesem Versuch wird die Kraft K_2 zur Berechnung für die Werte der Thorakal- und Lumbalwirbelsäule, analog zum Versuch 1, gemessen. Die Versuchsbedingungen entsprechen den

auf Seite 21 beschriebenen Angaben. Abweichend von Versuch 1 hängt der Kopf und die Halswirbelsäule frei nach hinten über.

Um ausschließlich die Ventralflexion der Lumbal- und Thorakalwirbelsäule zu erfassen, wird in Höhe des Dornfortsatzes des ersten Brustwirbels eine Zugvorrichtung angebracht. Von dieser läuft ein Seil zu einer Federwaage.

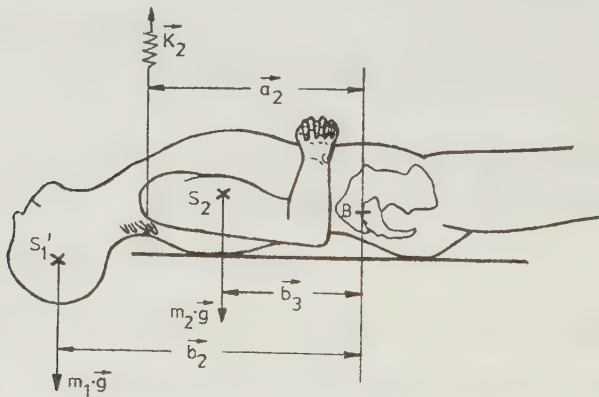


Abb. 14: Versuchsanordnung zur Bestimmung Kraft $\vec{K}_2$
im 2. Versuch

$\vec{g}$ = Erdbeschleunigung

m_1 = resultierende Masse von Kopf und Hals

m_2 = resultierende Masse des Rumpfes

S_1' = Lage des Schwerpunktes von Kopf und Hals bei nach hinten überhängendem Kopf

S_2 = Lage des Schwerpunktes von Rumpf und oberen Extremitäten

$\vec{a}_2$ = Abstand des ersten Brustwirbeldorns von der kranialen Kante des Os sacrum

$\vec{b}_2$ = Abstand der kranialen Kante des Os sacrum vom Massenschwerpunkt des Kopfes und Halses

$\vec{b}_3$ = Abstand der kranialen Kante des Os sacrum vom Massenschwerpunkt des Rumpfes und den oberen Extremitäten

B = Drehpunkt

$\vec{K}_2$ = Mit der Federwaage zu messende Kraft

Anmerkung: Zur genauen Bestimmung der Länge der Thorakal- und Lumbalwirbelsäule sowie der Dicke der Disci intervertebrales empfiehlt sich die Anfertigung einer Fernröntgenaufnahme.

Die Versuchsperson wird über die Zugvorrichtung mit der Federwaage längs einer senkrechten Linie nach oben gezogen und zwar so weit, bis das Os sacrum, dessen kraniale Kante vor dem Versuch markiert wurde, gerade noch nicht von der Unterlage abhebt. Für die resultierende Kraft K_2 gelten die gleichen Bedingungen wie in Versuch 1 für die Kraft K_1 (siehe Seite 24, Abb. 10).

Eine Beschreibung dieses Zustandes erhält man, wenn man als Gleichgewichtsbedingung die Summe der Drehmomente um B gleich Null setzt. Für die dabei auftretenden Drehmomente gilt das unter Versuch 1 Gesagte. Die dem Drehmoment, das durch die federnden Eigenschaften bedingt ist, analoge Kraft im Abstand $\vec{a}_2$ von B wird in der nachfolgenden Gleichung mit $\vec{x}_2$ bezeichnet.

Für Versuch 2 ergibt sich der Ansatz:

$$\vec{x}_2 \times \vec{a}_2 + m_2 \cdot \vec{g} \times \vec{b}_3 + m_1 \cdot \vec{g} \times \vec{b}_2 - \vec{K}_2 \times \vec{a}_2 = 0 \quad (10)$$

Aus dieser Gleichung geht hervor, daß für die Belastung der Wirbelsäule keine Streckenlast angesetzt wird. Man setzt vielmehr für die beiden resultierenden Massen, die in zwei Punkten festliegen, die Teilkörpermassen ein.

Bei Gleichung (10) ist ebenso wie in Gleichung (2) die skalare Schreibweise statthaft. Sie lautet dann

$$x_2 \cdot a_2 + m_2 \cdot g \cdot b_3 + m_1 \cdot g \cdot b_2 - K_2 \cdot a_2 = 0 \quad (11)$$

Der Wert für K_2 ergibt sich aus der Messung bei der Versuchsdurchführung. Da die anderen Größen bekannt sind, läßt sich x_2 rechnerisch bestimmen.

Wie bei der Halswirbelsäule werden auch bei der Thorakal- und Lumbalwirbelsäule die elastischen Eigenschaften der Bänder durch Federn simuliert. Entsprechend den veränderten Größenverhältnissen in diesen Bereichen ergeben sich andere Federkonstanten. Der Rechengang wird im Folgenden aufgezeigt.

Bei gleicher Annahme der Verteilung der Auslenkung auf die einzelnen Segmente (siehe auch Versuch 1) und zwar getrennt für die Thorakal- und Lumbalwirbelsäule, zeigt sich, daß sich nach dem in der Mechanik üblichen Schnittprinzip die resultierende Kraft x_2 in den Einzelabschnitten der Wirbelsäule gleich groß fortsetzen muß.

Zunächst erfolgt die Berechnung der Federkonstante c_T der Thorakalwirbelsäule.

Die menschliche Brustwirbelsäule besteht aus zwölf Brustwirbeln. Die maximal mögliche Ventralflexion in diesem Bereich beträgt 45° (siehe Seite 20). Bei der Annahme der gleichmäßigen Verteilung der Auslenkung über die zwölf Wirbel ergibt sich zwischen den einzelnen Wirbeln ein Winkel von $45^\circ : 12 \approx 3,75^\circ$.

Zur Darstellung der federnden Eigenschaften werden hier zwölf Federn in Serie geschaltet. Bei gleicher Federkonstante c_T ergibt sich für jede einzelne Feder eine gleich große Dehnung, wenn man die bewegungseinschränkende Wirkung des knöchernen Thorax vernachlässigt. Diese Vernachlässigung ist statthaft, da sich die Einflüsse des Thorax letztlich in der Kraft K_2 mit ausdrücken.

Die Lage der Drehpunkte der einzelnen Segmente wird auf der Mittelachse der Thorakalwirbelsäule angenommen. Zur Festlegung dieser Achse werden die Sagittaldurchmesser sämtlicher Brustwirbel summiert und das arithmetische Mittel gebildet.

Dieses liegt im Durchschnitt bei 66 mm (MARTIN-SALLER). Aus diesem Wert ergibt sich die für die Berechnung wichtige Strecke y zu 33 mm.

$\frac{x}{2}$ berechnet sich aus der durchschnittlichen Länge einer Thorakalwirbelsäule. Sie beträgt nach MARTIN-SALLER 290 mm einschließlich der Disci intervertebrales. Bei zwölf Brustwirbeln ergibt sich für die einzelnen, von Drehpunkt zu Drehpunkt reichenden, Abschnitte x eine Länge von 290 mm :

$12 \approx 24$ mm. $\frac{x}{2}$ hat somit einen Wert von ≈ 12 mm.

Mit den beiden Längen von y und $\frac{x}{2}$ sowie dem Auslenkungswinkel von $3,75^\circ$ läßt sich über einen analogen Rechnungsgang wie in Versuch 1 die Strecke $z - x$, die die dorsale Dehnung zwischen zwei aufeinanderfolgenden Brustwirbeln darstellt, berechnen.

Die Federkonstante c_T ergibt sich dann zu

$$c_T = \frac{x_2}{(z-x)} \quad \left[\frac{\text{kp}}{\text{mm}} \right] . \quad (12)$$

wobei x_2 die berechnete Kraft aus Gleichung (11) bedeutet.

Aus dem Schnittprinzip der Mechanik erkennt man, daß zwischen allen Segmenten der Thorakalwirbelsäule Federn mit der gleichen Federkonstante c_T eingebaut werden können.

Für die Lumbalwirbelsäule gelten für y , $\frac{x}{2}$ und den Auslenkungswinkel die folgenden Werte zum Einsetzen in die Formeln aus Versuch 1:

Durch eine maximale Ventralflexion im Lumbalbereich von 30° über fünf Lumbalwirbel ergeben sich für die Einzelsegmente $30^\circ : 5 = 6^\circ$. Die Strecke y hat eine Länge von 40 mm, da das arithmetische Mittel der summierten Sagittaldurchmesser sämtlicher Lumbalwirbel 80 mm beträgt (MARTIN-SALLER). x berechnet sich (bei einer durchschnittlichen Länge der Lendenwirbelsäule einschließlich der Disci intervertebrales von 180 mm) zu $180 \text{ mm} : 5 = 36 \text{ mm}$; $\frac{x}{2}$ hat somit eine Länge von 18 mm. Mit diesen Werten läßt sich nun die Strecke $z-x$, die die dorsale Dehnung zwischen zwei aufeinanderfolgenden Lumbalwirbeln darstellt, berechnen.

Die Federkonstante c_L ergibt sich dann zu

$$c_L = \frac{x_2}{(z-x)} \left[\frac{\text{kp}}{\text{mm}} \right], \quad (13)$$

wobei x_2 die berechnete Kraft aus Gleichung (11) bedeutet.

Aus dem Schnittprinzip der Mechanik erkennt man, daß zwischen allen Segmenten der Lumbalwirbelsäule Federn mit der gleichen Federkonstante c_L eingebaut werden können.

Um die in das Simulationsmodell ventral einzusetzenden Federn dimensionieren zu können, sind analoge Messungen und Berechnungen wie bei der Ventralflexion durchzuführen.

Bei der späteren Konstruktion des Simulationsmodells ist es zweckmäßig, für die Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule eine einheitliche Wirbelgröße einsetzen zu können (gleiches y). Dieses Vorhaben liefert jedoch bezüglich der in den Rechnungen verwendeten Werte von x falsche Ergebnisse, wenn man in der Konstruktion die errechneten und idealisiert gemittelt angenommenen Vertikaldurchmesser der Wirbel in den drei Abschnitten abändert. Im Konstruktionsvorschlag der

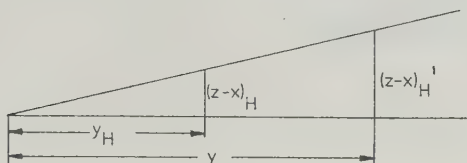
Simulationswirbelsäule, wird daher eine Vorgehensweise gewählt, die diesem für die Kinematik der Flexion unabänderbaren Höhenwert Rechnung trägt.

Bei den Berechnungen in den einzelnen Wirbelsäulenabschnitten wurden unterschiedliche y -Werte berücksichtigt. Nach den Grundlagen der Mechanik kann man ein Drehmoment (Vektorprodukt aus Kraft und Hebelarm) betragsmäßig konstant halten, wenn man dieses Vektorprodukt konstant hält. Das heißt, zwei Drehmomente sind dann gleich, obwohl sie in den sie erzeugenden Kräften verschieden sind, wenn die dazugehörigen Hebelarme gleiche Vektorprodukte liefern. Dieses Prinzip findet z.B. bei der Küchenwaage Anwendung.

Bei der Festlegung eines einheitlichen y ergeben sich somit in den einzelnen Abschnitten andere Federkonstanten als Funktion der veränderten Werte $(z-x)'$ und dem neuen y .

Der Berechnung der Abstände $(z-x)'$ liegt zugrunde, daß die Geometrie der Flexion gleich bleiben muß. Es läßt sich daher der 2. Strahlensatz anwenden. Die Ausrechnung erfolgt hier

am Beispiel der Werte für die Halswirbelsäule.



$$\frac{y_H}{(z-x)_H} = \frac{y}{(z-x)_H'}$$

$$(z-x)_H' = \frac{y \cdot (z-x)_H}{y_H} \quad (14)$$

Aus der Aussage, daß die Gleichheit zweier Drehmomente bei verschiedenen Hebelarmen durch gleiche Vektorprodukte bedingt ist, folgt der Ansatz

$$\vec{y}_H \times \vec{(z-x)}_H \cdot c_H = \vec{y} \times \vec{(z-x)}_{H'} \cdot c_{H'} \quad (15)$$

Da die Vektoren der Vektorprodukte fast senkrecht aufeinander stehen, ist die skalare Schreibweise statthaft:

$$y_H \cdot (z-x)_H \cdot c_H = y \cdot (z-x)_{H'} \cdot c_{H'}$$

Zur Bestimmung der veränderten Federkonstante wird nach

c_H' aufgelöst.

$$c_H' = \frac{y_H \cdot (z-x)_H \cdot c_H}{y \cdot (z-x)_H} \quad (16)$$

Durch Einsetzen von Gleichung (14) in Gleichung (16) folgt

$$c_H' = \frac{y_H^2 \cdot c_H}{y^2} \quad (17)$$

Für die zu ändernden Federkonstanten c_T und c_L gilt jeweils der analoge Rechengang.

Alle oben angeführten Berechnungen zielten darauf ab, die elastischen Eigenschaften des Bandapparates und der Zwischenwirbelscheiben zu bestimmen. Die elastischen Eigenschaften der Muskulatur brauchen hier nicht berücksichtigt werden, da der Muskelapparat lediglich ein aktives Element für die Bewegung darstellt und keine passiven Eigenschaften im Sinne eines potentiellen Energiespeichers besitzt.

2.2.2. Dämpfungserscheinungen, verursacht durch innere Reibung des Sehnen- und Bandapparates sowie der Muskulatur

In den Versuchen 1 und 2 wurde die Dämpfung nicht berücksichtigt, da sie eine Funktion der Geschwindigkeit ist. Die Auslenkungsgeschwindigkeiten der Wirbelsäule in den angegebenen Versuchen sind so gering zu halten, daß die Dämpfung dabei vernachlässigbar klein ist.

Zur Bestimmung der Dämpfungserscheinungen, die durch die innere Reibung des Sehnen- und Bandapparates sowie der Muskulatur bedingt sind, werden folgende Versuche herangezogen:

Versuch 3:

In diesem Versuch erfolgt die Bestimmung der Dämpfung der Halswirbelsäule. Dazu werden bei der Versuchsperson (für die die gleichen Bedingungen wie in den Versuchen 1 und 2 gelten) Kopf und Thorax arretiert. Der Proband befindet sich dabei in aufrechter Sitzposition. Die Fixierung des Kopfes muß in vertikaler Richtung einen Freiheitsgrad besitzen, so daß auftretende Längenänderungen in der Senkrechten kompensiert werden können. Die Arretierung des Thorax benötigt keinen Freiheitsgrad.

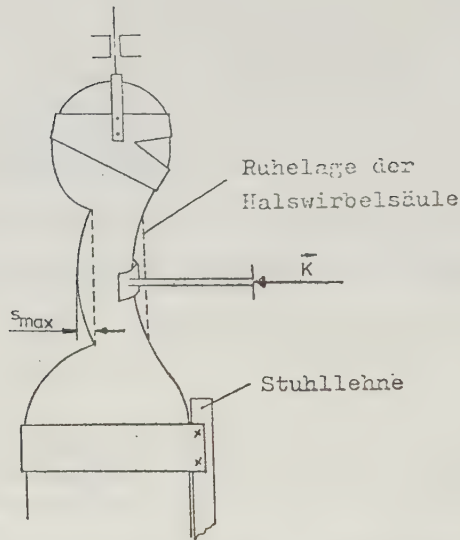


Abb. 15: Versuchsanordnung zur Bestimmung der Dämpfung der Halswirbelsäule

Da die Versuchsperson narkotisiert ist, darf die Kraft K nicht so groß gewählt werden, daß die Halswirbelsäule Schaden erleidet. Aus diesem Grunde ist K in der Größenordnung der Kraft K_1 aus Versuch 1 zu wählen.

Zum Zeitpunkt $t = t_1$ soll der Druck auf die Halswirbelsäule sprungartig auf Null gesenkt werden, was ein Zurückweichen des Halses zur Folge hat. Die Kinematik der dann einsetzenden

Rückstellung in die Ausgangslage läßt, wie in der Natur fast immer anzutreffen, als zeitlichen Ablauf eine e-Funktion erwarten. Wenn man dieses Zurückweichen der Halswirbelsäule nach dorsal in äquidistanten Zeitintervallen registriert, dann ist das betreffende Dämpfungsmaß rechnerisch zu erfassen. Dabei muß die Masse des Stempels möglichst klein gehalten werden.

Um exakt gleichbleibende Zeitabstände für die Registrierung dieser Bewegung zu erhalten, empfiehlt es sich, einen in der Technik oft gebräuchlichen Zeitmesser, nämlich ein Stroboskop⁴⁾ einzusetzen.

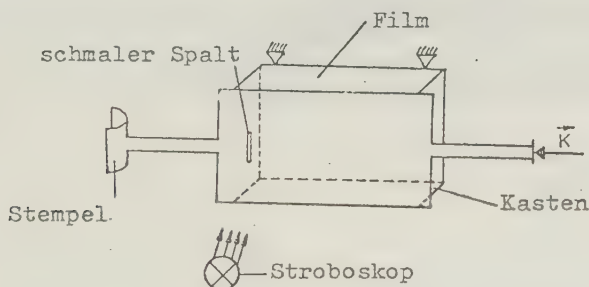


Abb. 16: Versuchsanordnung für die Erfassung der Rückstellung als Funktion der Zeit.

⁴⁾ Stroboskop, gr.: Gerät zur Untersuchung eines Körpers in Bewegung

Die Blitzfrequenz des Stroboskops ist bekannt. Es wird erst dann eingeschaltet, wenn die maximale Auslenkung der Halswirbelsäule durch die Kraft K_1 erreicht ist. Zum Zeitpunkt t_1 erfolgt das Zurückweichen nach dorsal. In gleicher Weise wird die mit dem Stempel fest verbundene Platte und damit der schmale Spalt bewegt, wenn man den Stempel mit doppelseitigem Klebeband am Hals befestigt. Somit wird der im lichtundurchlässigen Kasten befindliche Film an den Stellen belichtet, (siehe Abb. 17) die später über den zeitlichen Verlauf der Rückstellung Aufschluß geben (siehe Abb. 18).



Abb. 17: Filmaufzeichnung des Bewegungsablaufs

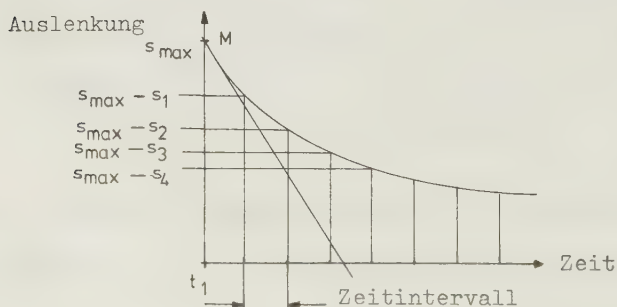


Abb. 18: Graphische Darstellung der Auslenkung als Funktion der Zeit

Trägt man die Strecken $s_{\max}$, s_1 , $s_2, \dots, s_n$ als Ordinatenwerte im zeitgleichen Abszissenabstand auf, so erhält man die graphische Darstellung der Halswirbelsäulenauslenkung als Funktion der Zeit.

Durch Anlegen einer Tangente im Punkt M läßt sich die Dämpfung des Bewegungsablaufs ermitteln.

Bei der Rückstellung der Halswirbelsäule in Versuch 3 handelt es sich um eine freie Bewegung mit geschwindigkeitsproportionaler Dämpfung. Nach dem Start des Versuchs treten keine äußeren bzw. eingeprägten Kräfte⁺⁾ mehr auf, das heißt die Störfunktion⁺⁺⁾ ist identisch Null. Ein solcher Bewegungsablauf wird durch nachstehende Differentialgleichung beschrieben:

$$a \cdot \ddot{s} + b \cdot \dot{s} + C \cdot s = 0 \quad (18)$$

+) eingeprägte Kraft ist die Kraft, die die Kinetik eines geschlossenen Systems von außen beeinflusst.

++) Störfunktion: mathematischer Ausdruck (immer eine Funktion der Zeit), der den zeitlichen Verlauf einer äußeren Kraft beschreibt, die auf ein geschlossenes System wirkt.

Hierin bedeuten:

$a \hat{=}$ Masse

$s \hat{=}$ Auslenkung ($\dot{s}$ = 1. Ableitung; $\ddot{s}$ = 2. Ableitung)

$b \hat{=}$ Dämpfung

$C \hat{=}$ Federkonstante

Eine derartige Differentialgleichung läßt sich durch den Ansatz mit einer e-Funktion lösen.

$$s = s_0 \cdot e^{\lambda t} \quad (19)$$

Aus Abb. 18 ergibt sich:

$$s_0 = s_{\max} \quad (20)$$

Zur Bestimmung des Eigenwertes λ wird angesetzt, daß zur Zeit $t_1 = 0$ die Maximalauslenkung der Halswirbelsäule vorliegt:

$$a \cdot s_{\max} \cdot \lambda^2 + b \cdot s_{\max} \cdot \lambda + C \cdot s_{\max} = 0 \quad (21)$$

Die Masse a läßt sich vereinfachend dadurch bestimmen, daß man den Hals als Zylinder betrachtet. Für die spezifische Dichte des Halses kann der Wert von Wasser (1g/cm^3) eingesetzt werden, da die spezifische Dichte des menschlichen Körpers der von Wasser sehr nahe kommt.

$$a_{\text{Hals}} = \gamma_w \cdot \frac{d^2}{4} \cdot \pi \cdot l$$

γ_w $\hat{=}$ spezifische Dichte von Wasser

d $\hat{=}$ mittlerer Halsdurchmesser

l $\hat{=}$ mittlere Länge des Halses (siehe Seite 30)

Die Federkonstante C in Gleichung (18) ist von dem auf Seite 34 berechneten c verschieden.

Um C zu bestimmen, bieten sich zwei Wege an:

Aus den in Abb. 12 ersichtlichen Voraussetzungen läßt sich C geometrisch aus c berechnen. Dieser Weg ist relativ aufwendig. Deshalb habe ich mich für eine zweite Möglichkeit entschieden, C aus den Meßergebnissen von Versuch 3 zu ermitteln.

Nachdem die Auslenkung s als Funktion der Zeit bekannt ist, bieten sich die Messungen mit dem Stroboskop zur Bestimmung der Konstanten in Gleichung (18) an. Durch wiederholtes Einsetzen von Zeit und Auslenkungsmeßwerten nach Abb. 18 ergeben sich die Werte für C und b . Dazu sei im Folgenden ein Beispiel angeführt:

Nach der Zeit t_2 ist die Auslenkung der Halswirbelsäule auf $s_{\max} - s_1$ zurückgegangen. Setzt man die Werte von t_2 und $s_{\max} - s_1$ in die Gleichung (18) ein, dann können die Konstanten berechnet werden.

Dieses Vorgehen kann aufgrund der Kenntnis der Masseverteilung der Halswirbelsäule einerseits und der geometrischen Abmessungen der Halswirbelsäulensegmente andererseits sowohl für die gesamte Halswirbelsäule als auch nur für einzelne Segmente durchgeführt werden. Die sich daraus ergebenden Werte für die Dämpfung müssen auf vertikal verlaufende Dämpfungsglieder umgerechnet werden, so daß sich bei der nachfolgenden Konstruktion die Möglichkeit ergibt, zwischen den simulierten Wirbeln in Serie geschaltete Dämpfungsglieder anzubringen.

Versuch 4:

In diesem Versuch erfolgt die Bestimmung der Dämpfung im Bereich der Thorakal- und Lumbalwirbelsäule. Die narkotisierte Versuchsperson sitzt aufrecht auf einem Stuhl mit einer Lehne, die bis über den ersten Brustwirbel hinausreicht. Um auch hier einen Freiheitsgrad in der Vertikalen zu erreichen,

wird der Rücken des Probanden im Bereich der Schulterblätter, also an den Stellen, die der Stuhllehne anliegen, mit einem Gleitmittel bestrichen. Becken und Thorax (in Höhe des ersten Brustwirbels) werden mit Gurten an der senkrechten Lehne festgeschnallt. In halber Höhe der Thorakal- und Lumbalwirbelsäule wird, wie in Versuch 3, ein Stempel angeklebt, für den in der Stuhllehne eine Aussparung vorgesehen ist. Die Bestimmung der Dämpfung erfolgt ganz analog dem vorhergehenden Versuch.

In den Versuchen 3 und 4 wurden die Dämpfungen für ganze Wirbelsäulenabschnitte bestimmt. Für das mechanische Ersatzsystem der Wirbelsäule und auch den Konstruktionsvorschlag muß die dämpfende Wirkung örtlich spezifisch erfaßt werden. Dazu geht man wie bei der Bestimmung der Ersatzfedern vor. Die gemessene Dämpfung ist, wie man aus dem anatomischen Aufbau der Wirbelsäule entnehmen kann, eine Serienschaltung von zwischen zwei benachbarten Wirbeln liegenden Dämpfungsgliedern.

2.3. Mechanisches Ersatzsystem für die elastischen und dämpfenden Faktoren

Zu einem vollständigen mechanischen Ersatzsystem gehören die Feder- und Dämpfungseigenschaften sowie die Masseverteilungen. Letztere wurden bereits in der Vorbemerkung zu Versuch 1 erwähnt.

Zwischen zwei benachbarten Wirbeln ist sowohl ventral als auch dorsal je eine Feder und ein Dämpfer anzusetzen (siehe Abb. 19).

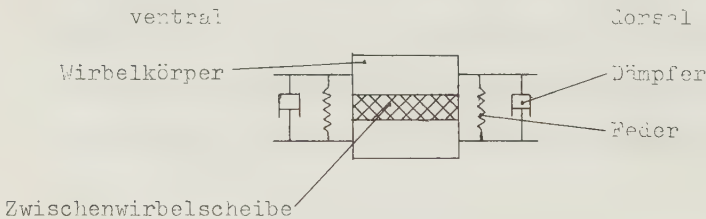


Abb. 19: Mechanisches Ersatzsystem der Wirbelsäule ohne Berücksichtigung der Masseverteilung

Für den späteren Konstruktionsvorschlag ist es wichtig, an dieser Stelle schon darauf hinzuweisen, daß eine technische

Realisierung eines Wirbelsäulenmodells niemals idealisiert masselos durchführbar ist. Bei der Konstruktion des Dummy muß also durch Korrekturmassen die von LANG-WACHSMUTH (1972) angegebene Masseverteilung simuliert werden.

3. Konstruktionsvorschlag für die Simulation

3.1. Konstruktionsvorschlag für die simulierten Wirbel und Zwischenwirbelscheiben

Aus wirtschaftlichen Gründen wird den zu konstruierenden Wirbeln eine Form gegeben, die es gestattet, unterschiedliche Abstände zwischen den "Wirbeln" nachzuahmen und Rippen anzubringen. Die simulierten Zwischenwirbelscheiben bestehen aus Hartgummi, wobei sie sich in ihrer Höhe nach der Konstruktion der Wirbel und den errechneten Abständen x aus den Versuchen 1 und 2 richten. Weitere Einzelheiten sind aus den Konstruktionszeichnungen zu entnehmen.

Zeichenerklärung zu den Abb. 20 und 21:

1: Bohrungen für Federhaltezapfen (für einen leichteren Zusammenbau ist es zweckmäßig, zwei Federn parallel zu schalten)

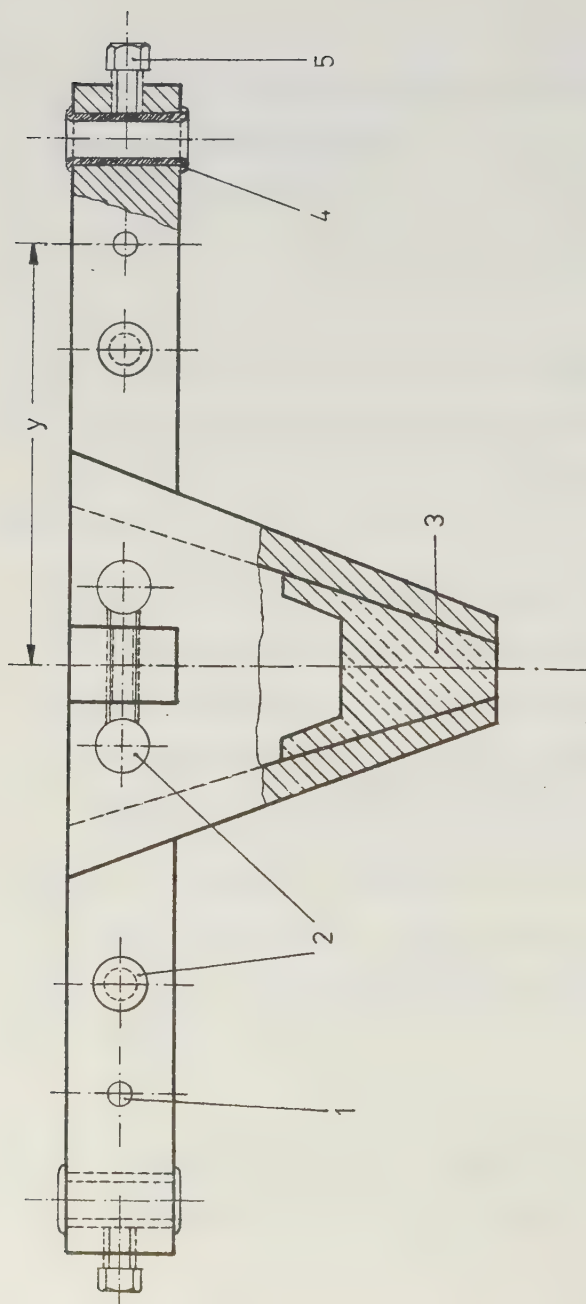


Abb. 20: Konstruktionsvorschlag für einen Simulationswirbel und der
zugehörigen Zwischenwirbelscheibe; Rückensicht

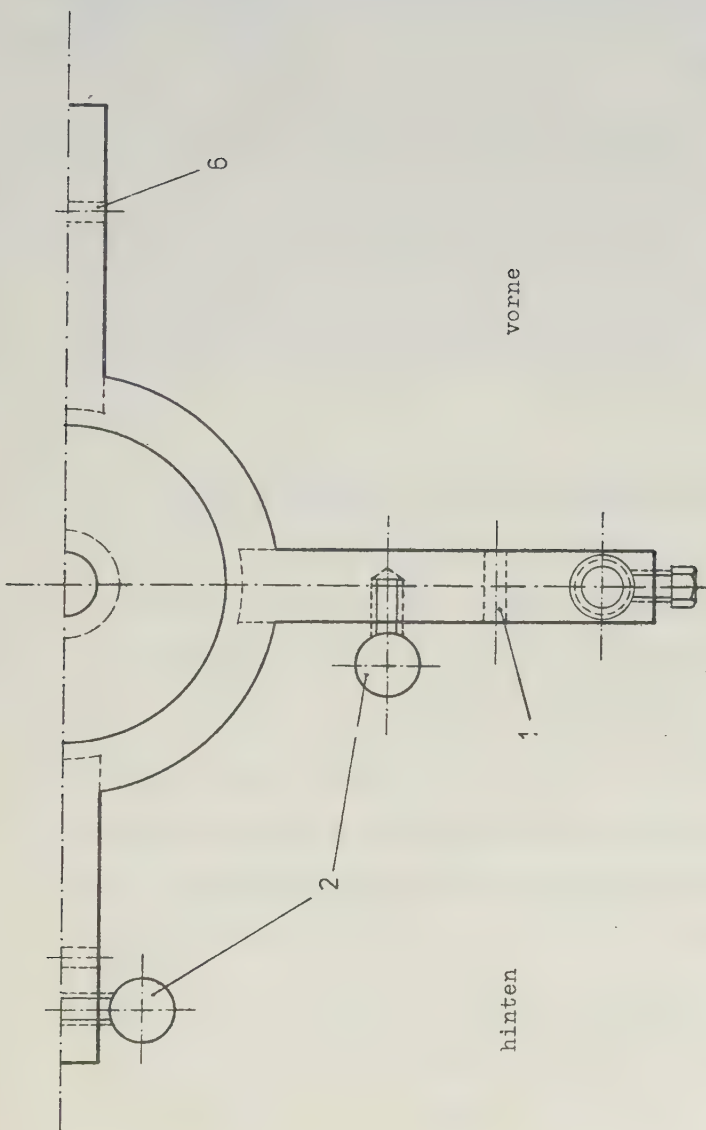


Abb. 21: Ansicht von oben auf den Simulationswirbel ohne Zwischenwirbelscheibe

- 2: Möglichkeit zur Anlenkung von Rippen (nur bei den zwölf Brustwirbeln)
- 3: Simulierte Zwischenwirbelscheibe aus Hartgummi
- 4: Kunststoff- oder Weichmetallhülse
- 5: selbstsichernde Schraube zur Einstellung der Dämpfung
- 6: Bohrung für die Aufhängung der Auslenkungsbegrenzer an den seitlichen Fortsätzen.

3.2. Konstruktionsvorschlag für den simulierten Band- und Muskelapparat

Das Simulationsmodell ist dann richtig gewählt, wenn es die elastischen und dämpfenden Wirkungen aus den Versuchen 1 bis 4 reproduzierbar macht. Hierzu sind das Seil für die Dämpfungsglieder und die Federn in den richtigen Abständen von der Mittellinie der Wirbelsäule anzubringen. Dabei gilt für die Federn die errechnete Strecke y , für das Seil der Dämpfungsglieder die Strecke $y+m$. m ist der Abstand vom Mittelpunkt der Bohrung für die Federaufhängung bis zur Mittelachse der einstellbaren Dämpferhülse. Er ergibt sich durch Umrechnung

der Dämpfung aus Versuch 3 bzw. 4 in vertikal in Serie zu schaltende Elemente.

3.3. Zusammenbau

1. In die in gleichen Abmessungen hergestellten "Wirbel" werden im Hals-, Thorakal- und Lumbalbereich die höhenentsprechenden Hartgummizwischenscheiben eingesetzt.
2. Die einzelnen "Wirbel" werden übereinandergesetzt und so die gesamte "Wirbelsäule" aufgebaut.
3. Es folgt das Einhängen der Federn und der Auslenkungsbegrenzer (diese haben die jeweils in den einzelnen Abschnitten errechneten Längen z) mit den entsprechenden Größen für die Teilbereiche.
4. Durch die Dämpferhülsen werden Seile gezogen, die reißfest, nicht zusammendrückbar, aber biegeelastisch sind.
5. Mit Hilfe einer Schablone, die auf die "Wirbelfortsätze" aufgesteckt wird, erhält das Simulationsmodell seine richtige geometrische Position.

6. In dieser Lage werden mit einem Drehmomentschlüssel die Spannschrauben (5) in der erforderlichen Weise angezogen. Dabei müssen die eingezogenen Dämpferseile gespannt sein. An den freien Enden dieser Seile (an Kopf und Becken) muß so viel Überschuß vorhanden sein, damit sie bei einem Crashversuch nicht aus den ersten Dämpferhülsen herausrutschen.

Nach jedem durchgeführten Versuch ist die unter 5. und 6. beschriebene Einstellung neu durchzuführen.

D. Zusammenfassung

Der Konstruktion von Sicherheitsgurten liegen Autoaufprallversuche mit Kleiderpuppen zugrunde. Dabei wurde festgestellt, daß diese Puppen in ihrer Bauweise den anatomischen Verhältnissen beim Menschen nur ungenügend Rechnung tragen. Insbesondere die Masseverteilung und die Bewegungs- und Gelenkverhältnisse der Puppe sind wenig menschenähnlich.

Ziel der Arbeit war, unter Berücksichtigung der anatomischen Verhältnisse den Versuch zu machen, ein neues Simulationsmodell der Wirbelsäule für den Bau einer Kleiderpuppe zu entwickeln. Dieses Bestreben geht auf eine Anregung der Entwicklungsabteilung der Bayerischen Motoren Werke AG München zurück.

Die Wirbelsäule als Achsenorgan des Menschen erfährt bei einem Aufprall durch die sie umgebenden Massen sehr große Beschleunigungskräfte. Diese Kräfte sollen meßbar sein. Dazu wurden nach einleitenden anatomischen Betrachtungen Berechnungen für die federnden und dämpfenden Eigenschaften der Wirbelsäule durchgeführt. Es werden Versuche am lebenden und narkotisierten Menschen vorgeschlagen, die die erforderlichen Parameter für die Rechengänge liefern können. Darauf aufbauend wurde ein Konstruktionsvorschlag für ein neu zu schaffendes Wirbelsäulenmodell, das erstmals weitgehend den anatomischen Verhältnissen am Menschen entspricht und als Ausgangspunkt für die Gesamtkonstruktion einer Kleiderpuppe dienen kann.

L i t e r a t u r v e r z e i c h n i s

- BRAUS, H. (1954): Anatomie des Menschen. Band 1, Bewegungsapparat. Springer Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg, 1 - 789.
- BRONSTEIN, I.N. und SEMENDJAJEW, K.A. (1964): Taschenbuch der Mathematik. Deutsch Verlag, Frankfurt am Main, Zürich, 1 - 563.
- DÜRRIGL, T. (1961): Messungstechnik der sagittalen Beweglichkeit der Brustwirbelsäule. Zeitschrift für Rheumaforschung, 20, 125.
- HACKETHAL, K. (1961): Ein Verfahren zur genauen Bestimmung der Wirbelsäulenbeweglichkeit. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Band 25, Hippokrates Verlag, Stuttgart, 198 - 201.
- von LANZ, T. und WACHSMUTH, W. (1972): Praktische Anatomie. Band 1, Teil 4, Bein und Statik. Springer Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg. Zweite Auflage, herausgegeben von LANG, J. und WACHSMUTH, W.
- MARTIN, R. und SALLER, K. (1959): Lehrbuch der Anthropologie. Band 2, Fischer Verlag, Stuttgart, 663 - 1568.
- SOBOTTA, J. und BECHER, H. (1972): Atlas der Anatomie des Menschen. Band 1, Regionen, Knochen, Bänder, Gelenke, Muskeln. Urban & Schwarzenberg, München, Berlin, Wien, 1 - 270.
- STARCK, D. und FRICK, H. (1972): Repetitorium anatomicum. Thieme Verlag, Stuttgart, 1 - 534.

SZABO, I. (1963): Einführung in die technische Mechanik.
Springer Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg,
1 - 470.

WAGENHÄUSER, F.-J. (1968): Bewegungsdiagnostik der Wirbelsäule in ihrer Gesamtheit und in ihren Regionen. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Band 40, Hippokrates Verlag, Stuttgart, 31 - 43.

WALDEYER, A. (1975): Anatomie des Menschen. Band 1, Allgemeine Anatomie, Rücken, Bauch, Becken, Bein. de Gruyter, Berlin, New York, 1 - 488.

Danksagung

Herrn Univ. Doz. Dr. med. habil. Georg Philipp Schmidt danke ich für die freundliche Überlassung des Themas sowie die große Hilfe bei der Durchsicht der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. H. Frick danke ich für die Möglichkeit, die Arbeit an der Anatomischen Anstalt der Universität München anfertigen zu können. Herrn Dipl.-Ing. cand. med. dent. Peter Stroinigg bin ich für die wertvollen Ratschläge bei der Lösung der mathematischen Probleme zu Dank verpflichtet.

Lebenslauf

Am 23. November 1947 wurde ich als zweites Kind des
Verbekaufmanns Max Feilhuber und seiner Ehefrau Erna,
geborene Macht, in Sulzbach-Rosenberg geboren. Mit sechs
Jahren trat ich dort in die Volksschule ein. Im Jahr 1958
wechselte ich in das Mathematisch-Naturwissenschaftliche
Gymnasium Sulzbach-Rosenberg über, wo ich 1967 das Abi-
tur mit Erfolg ablegte. Ab Oktober des gleichen Jahres
leistete ich meinen Wehrdienst ab.

Im Wintersemester 1969/70 begann ich an der Technischen
Universität München mit dem Studium des Maschinenbaus.
Im Sommersemester 1972 nahm ich an der Universität
München das Studium der Zahnheilkunde auf. Zwei Semester
später bestand ich die Naturwissenschaftliche Vorprüfung.
Wegen des Todes meines Vaters unterzog ich mich erst im
Frühjahr 1975 der zahnärztlichen Vorprüfung. Während
meines anschließenden klinischen Studiums konnte ich
an der Anatomischen Anstalt der Universität München die
vorliegende Arbeit anfertigen. Im Herbst 1977 legte ich
das Staatsexamen mit Erfolg ab.

